

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-132987  
 (43)Date of publication of application : 07.05.1992

(51)Int.Cl.

G01T 1/161  
 A61B 1/00  
 A61N 5/10  
 G01T 1/20

(21)Application number : 02-256173

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 25.09.1990

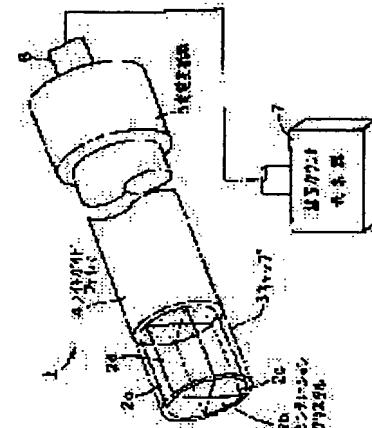
(72)Inventor : INABA MAKOTO

## (54) RADIATION DETECTING PROBE

## (57)Abstract:

PURPOSE: To detect the incident direction of radiations with a radiation detecting probe without using any collimator by constituting the probe so that the probe can output signals corresponding to light emitting quantities of a plurality of scintillation crystals having different light emitting wavelengths.

CONSTITUTION: A radiation detecting probe 1 is provided with, for example, four kinds of scintillation crystals 2a-2d as a plurality of radiation detecting sensors at its front end. The crystals 2a-2d are formed of, for example, BGO, CWO, etc., and when radiations, such as  $\gamma$  rays, etc., are made incident to the crystals, respectively emit fluorescence of different wavelengths. Each crystal 2a-2d has a shape of a quartered cylinder and has the same volume and surface area. The crystals 2a-2d are covered with a thin cap 3 and one end faces and side faces of the crystals are shielded from light. The other ends of the crystals 2a-2d are optically joined with the leading end face of a light guide fiber 4 with optical cement, etc., and the rear end of the fiber 4 is connected to a waveform-splittable photoelectric converter 5. The output signal of the converter 5 is transmitted to a signal counting display 7.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

## ⑮ 公開特許公報 (A) 平4-132987

⑯ Int. Cl. 5

G 01 T	1/161
A 61 B	1/00
A 61 N	5/10
G 01 T	1/20

識別記号

3 0 0

序内整理番号

D	8908-2G
D	8718-4C
Q	9163-4C
C	8908-2G

⑯ 公開 平成4年(1992)5月7日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全6頁)

⑰ 発明の名称 放射線検出プローブ

⑰ 特願 平2-256173

⑰ 出願 平2(1990)9月25日

⑰ 発明者 稲葉 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑰ 出願人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑰ 代理人 弁理士 伊藤 進

## 明細書

## 1. 発明の名称

放射線検出プローブ

## 2. 特許請求の範囲

放射線検出による発光波長が異なる複数のシンチレーションクリスタルと、これら複数のシンチレーションクリスタルに一端面が対向して配設されたライトガイドファイバと、該ライトガイドファイバの他端面に配設され、前記発光波長別で光電変換する光電変換手段とからなる放射線検出プローブ。

## 3. 発明の詳細な説明

## [産業上の利用分野]

本発明は複数の放射線検出プロックを用いて放射線を検出する放射線検出プローブに関する。

## [従来技術]

従来、放射線検出プローブは、カゼなどの放射線を検出するために用いられ、放射線が入射すると、蛍光を発するシンチレータの周囲にタングステン等、放射線遮蔽機能の高い材料によって製作

されたコリメータを配置して、指向性のある放射線検出を行うようになっていた。

上記コリメータによって、シンチレータへの放射線入射方向が粗削され、放射線の発生源の方向を検知できる。

上記コリメータについては、特願平2-122707号とか実願平2-48882号等の実施例に示されている。

## [発明が解決しようとする問題]

従来の方法では、放射線を遮蔽する為に、コリメータはある程度の体積(厚さ)が必要となる。この為、コリメータを有する放射線検出プローブ先端部が太径化してしまい、内視鏡チャンネルとか体腔内への挿入性が悪くなり、また細い管腔への挿入が困難になった。

本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、コリメータを設けることなく、放射線の入射方向を検知でき、体腔内等への挿入に適する細径化を可能とする放射線検出プローブを提供することを目的とする。

## 【問題点を解決する手段及び作用】

本発明では、放射線検出による発光波長が異なる複数のシンチレーションクリスタルと、これら複数のシンチレーションクリスタルに一端面が対向して配置されたライトガイドファイバと、該ライトガイドファイバの他端面に配置され、前記発光波長別で光電変換する光電変換手段とからなることにより、前記光電変換手段の出力をカウントに入力して、それぞれのカウント出力からコリメータを用いることなく、放射線の入射方向を検出できるようにしている。

## 【実施例】

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に係り、第1図は第1実施例の放射線検出プローブを示し、第2図は信号検出系の構成を示し、第3図は内視鏡のチャンネルを押送した使用例を示す。

第1図に示すように第1実施例の放射線検出プローブ1は、先端に複数の放射線検出センサとし

て例えば4種類のシンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dを有している。これらのシンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dは、例えばBGO, CWO, NaI, CsI等で形成され、アлю等の放射線が入射すると、それぞれ異なる波長の蛍光を見するようになっている。

上記シンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dは、円柱を4分割したような形状であって、それぞれ同じ体積、表面積を有している。これらシンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dは、一点鍛錬で示すように薄いアルミのキャップ3によって覆われ、一方(先端)の端面及び端面は遮光されており、他方(後端)の端面にはライトガイドファイバ4の先端面がオプティカルセメント等を使用して、光学接合されている。

上記ライトガイドファイバ4の後端は、波長分割可能な光電変換器5に接続されている。

この光電変換器5の出力信号は、信号ケーブル6を介して信号カウント表示器7に伝送され、シ

ンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dで検出した放射線の検出回数に応じたカウント数が表示される。

上記光電変換器5は、第2図に示すように、フィルタ8a, 8b, 8c, 8dと、各フィルタ8a, 8b, 8c, 8dを通して光を光電変換するフォトセンサ9a, 9b, 9c, 9d(第2図では9c, 9dのみ示す。)とから構成されている。

又、信号カウント表示器7は、フォトセンサ9a, 9b, 9c, 9dをそれぞれ波形整形して2値化する2値化回路11a, 11b, 11c, 11dと、2値化された信号をカウントするカウント12a, 12b, 12c, 12dと、カウント出力を表示する表示器13a, 13b, 13c, 13dとから構成されている。

このように構成された第1実施例を、第3図に示すように内視鏡21のチャンネル内を押送して使用する動作を以下に説明する。

この内視鏡21は、細長の挿入部22と、この挿入部22の後端に造設して形成された太幅の長

作部23と、この操作部23の後端に形成された接続部24と、操作部23の側部から延伸されたライトガイドケーブル25とから構成され、操作部23には挿入部22の先端部26の後端に接続する湾曲部27を湾曲するための湾曲ノブ28と、挿入部22内に形成されたチャンネルへの挿入口29とが設けてある。

この内視鏡21の挿入口29からチャンネル内に第1実施例の放射線検出プローブ1の先端側を挿入することにより、第3図に示すように放射線検出センサ部分を先端部26の前方に突出することができ、放射線検出プローブ1の先端のキャップ3を内視鏡21による観察視野に入れることができる。

このキャップ3は、内部にある4種のシンチレーションクリスタル2a, 2b, 2c, 2dの位置が分るように色分けとか印が付けてある。

そして、内視鏡21が挿入された管腔等を経て、放射線検出プローブ1の先端側を患部と思われる部位に接近し、その部位から発生する放射線を検

出できるようにする。

思ひと思われる部位が放射線を発する場合には、放射線検出センサを構成するシンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d に入射された放射線の入射回数に応じて、各シンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d が蛍光を発する。この蛍光は、光電変換器 5 によって電気信号に変換される。この場合、フォトセンサ 9a, 9b, 9c, 9d への入射光は、シンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d の発する波長をそれぞれ通すフィルタ 8a, 8b, 8c, 8d によって、波長分離され、フォトセンサ 9a, 9b, 9c, 9d によって電気信号に変換される。各電気信号は、信号カウント表示器 7 に入力され、2 倍化回路 11a, 11b, 11c, 11d で 2 倍化され、カウンタ 12a, 12b, 12c, 12d によって計数され、カウンタ 12a, 12b, 12c, 12d の計数値が表示器 13a, 13b, 13c, 13d で表示される。この表示器 13a, 13b, 13c, 13d に表示される計数値は、

この第 1 実施例によれば、コリメータを使用せずに、放射線の入射方向を検知できるので、小型、細径で軽量な放射線検出プローブを実現でき、従って細径の管腔にも使用できる。

第 4 図は本発明の第 2 実施例の放射線検出プローブ 31 を示す。

放射線検出プローブ 31 は、先端に発光波長が異なり、体積及び表面積が同一で、中空リングを 4 分割した形状の 4 個の（シンチレーション）クリスタル 32a, 32b, 32c, 32d（例えば BGO, CWO, CsI, NaI）を有し、これらのクリスタル 32a, 32b, 32c, 32d によって中空部 33 を形成している。これらクリスタル 32a, 32b, 32c, 32d の後端面には中空に成形された一束のライトガイドファイバ 34 の先端面に光学的に接合されている。また、各クリスタル 32a, 32b, 32c, 32d におけるライトガイドファイバ 34 への接合面以外の表面には、反射材が塗布され、周囲からの光を遮光すると共に、クリスタル 32a, 32b,

蛍光の発生回数に比例したものとなる。

各シンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d の表面積及び体積は等しいので、放射線が入射して来る方向に面する位置にあるシンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d への放射線入射量が多くなる。つまり、蛍光の発生回数が多くなる。

従って、コリメータがなくても、信号カウント表示器 7 のカウント数の多いシンチレーションクリスタル 2i (i = a, b, c, d のいずれか) の位置する方向が放射線源の方向であることが分る。

カウント数の多いシンチレーションクリスタル 2i の位置付近を内視鏡 21 により観察することによって、放射線源つまり星部の存在する方向を知ることができる。

尚、カウント数がいずれのシンチレーションクリスタル 2a, 2b, 2c, 2d もほぼ同数である場合、放射線源はプローブ 1 の軸方向に有ることになる。

32c, 32d 内の放射線入射による発光を全てライトガイドファイバ 34 間に導光するようにしている。

ライトガイドファイバ 34 の末端面は、中空の光電変換器 35 に接続され、この光電変換器 35 からの信号はケーブル 36 によってカウンタ装置 37 に送信されるよう接続されている。

この第 2 実施例の放射線プローブ 31 は、中空管路が形成してあるので、第 5 図に示すように、この中空管路に内視鏡 41 の挿入部 42 を通すことができる。

尚、内視鏡 41 をプローブ 31 の中空管路に挿入した際 4 つのクリスタル 32a, 32b, 32c, 32d の位置を把握できるように、4 つのクリスタル 32a, 32b, 32c, 32d で形成した管路内面には各クリスタル 32a, 32b, 32c, 32d 別に色分けされている。

この第 2 実施例を使用する場合には、第 5 図に示すようにプローブ 31 の管路内に内視鏡 41 の挿入部 42 を挿入した状態で、生体腔内に挿入す

る。体腔内を内視鏡41によって目視しながら挿入し、患部と思われる対象部位にプローブ31の先端部を接近し、その部位が発する放射線をプローブ31の放射線検出センサで検出できるようにする。

対象部位が放射線を発する場合、その放射線がクリスタル32a, 32b, 32c, 32dに入射すると、第1実施例と同様にクリスタル32a, 32b, 32c, 32dは異なる波長でそれぞれ発光し、光電変換部35によって光電変換された後、カウンタ装置37によってカウント数が表示される。

又、第1実施例と同様の原理により、プローブ31に対する放射線の入射方向も検知できる。

この実施例では、放射線検知後、内視鏡41を抜去し、代わりに超音波プローブを挿入し、患部等の対象部位に対する超音波観測を行うことも可能である。

さらに、プローブ31の中空管路内にレーザープローブとか種々の処置具を挿入することにより、

第7図に示される挿入部61の先端部の湾曲部62に使用される外被チューブ62aは、該チューブ62aの径方向への圧強を該チューブ62aの径方向への破断伸びの10%~20%となる様、チューブ62aの内厚、材質、硬度、方向特性を選択している。即ち、チューブ62aの自然状態(無負荷状態)のチューブ62aの内径をa、破断時の内径をb、使用時の内径をcとした場合、次式に示される様に構成されている。

$$0.9a + 0.1b < c < 0.8a + 0.2b$$

また、最大湾曲をかけた時、チューブ62aの軸方向の最大伸びが、チューブ62aの破断伸びの50%以下になるよう、チューブ62aの内厚、材質、硬度、方向性を選択している。つまり、チューブ62aの自然状態(無負荷)のチューブ長さをd、破断長さをe、使用時の長さをfとしたとき、次式で示される様に構成されている。

$$f < 0.3(d + e)$$

尚、上述した各実施例では、複数のシンチレーションクリスタル(2a, 2b, 2c, 2d等)

患部の治療処置を行うこともできる。

この第2実施例によれば、第1実施例と同様の効果が得られると共に、患部等に対して超音波診断とか治療処置も容易に行うことができる。

第6図は、鉗子起上台51を有する便携型内視鏡の鉗子チャンネル52に、例えば第1実施例の放射線検出プローブ1を挿入したときの鉗子チャンネル52の出口近傍の断面を示したものである。

鉗子チャンネル52の出口を形成する管部材53の内径は、鉗子チャンネル52の内径よりも大きくなっている。また鉗子起上台51と内視鏡先端部54とを連結するピン55は樹脂で構成されている。

上記構成により、鉗子チャンネル出口52aで、プローブ1が引っ掛かる位置を無くし、スムーズにプローブ1を鉗子チャンネル52内を挿脱できる。またピン55は、さびることなく、SUS製の鉗子起上台51との食い付きも無く、滑らかに起上動作ができる。

さらに、この発明に使用される内視鏡として、

として、体積を等しく設定したが、異なる条件にした場合にしても、カウント数に補正ファクタを乗じる等して補正することにより、放射線の入射方向を検出することができる。

又、例えば第1実施例において、信号カウント表示器7の構成は第2図に示すものに限定されるものでなく、例えばカウンタ12a等の出力から演算して放射線の入射方向を表示できるようにしても良い。この場合、予め既知の放射線源によつて、演算に必要となる情報をメモリ等に記憶しておくようにしても良い。

#### 【発明の効果】

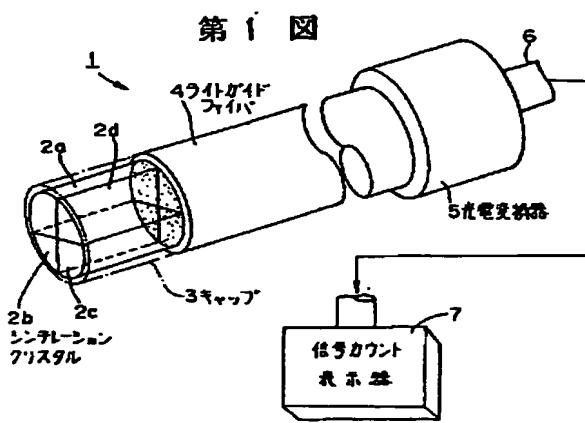
以上述べたように本発明によれば、発光波長の異なる複数のシンチレーションクリスタルを用い、これらシンチレーションクリスタルの発光量に対応した信号を出力できるようにしているので、コリメータを用いることなく、放射線の入射方向の検出を可能とする。従って、小型、軽量の放射線検出プローブを実現できる。

#### 4. 図面の簡単な説明

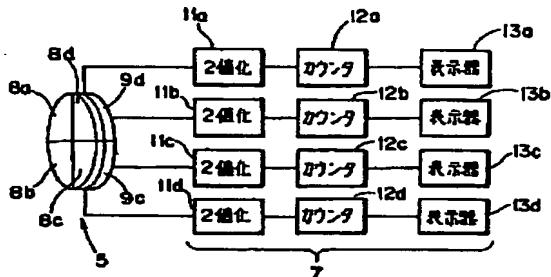
第1図ないし第3図は本発明の第1実施例に係り、第1図は第1実施例の斜視図、第2図は信号処理系のブロック図、第3図は使用例を示す説明図、第4図及び第5図は本発明の第2実施例に係り、第4図は第2実施例の斜視図、第5図は第2実施例の使用例を示す説明図、第6図は本発明の放射線検出プローブが挿入された鉛子チャンネル出口付近を示す説明図、第7図は本発明に使用される内視鏡の一例を示す斜視図である。

1…放射線検出プローブ  
 2a, 2b, 2c, 2d…シンチレーションクリスタル  
 3…キャップ  
 4…ライトガイドファイバ  
 5…光電変換器  
 6…信号ケーブル  
 7…信号カウント表示器

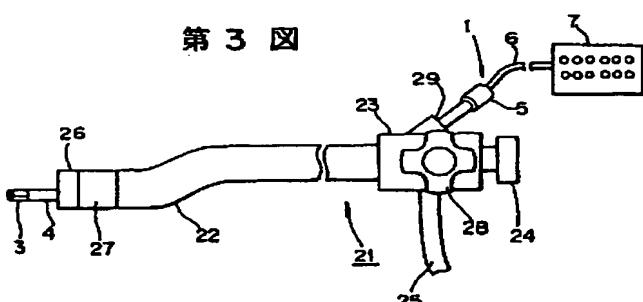
代理人弁理士伊藤達



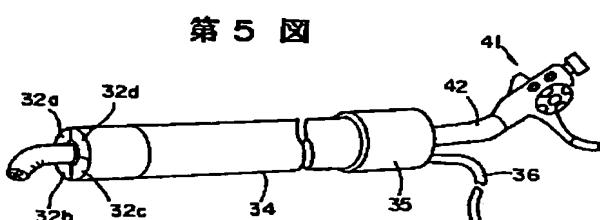
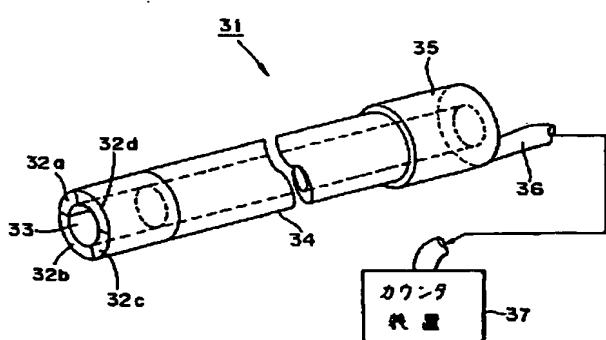
第2図



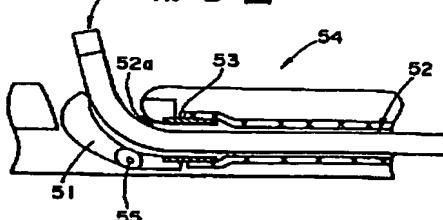
第3図



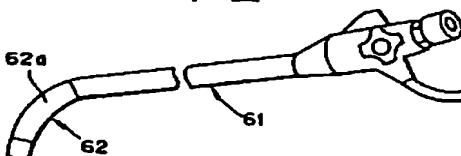
第4図



第6図



第7図



手続補正書(自発)

平成3年 6月12日

特許庁長官 殿

1. 事件の表示 平成2年特許第256173号

2. 発明の名称 放射線検出プローブ

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区渋谷二丁目43番2号  
名 休 (037)オリンパス光学工業株式会社  
代 表 者 下 山 敏 雄

4. 代理人

住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号  
氏 名 (7623)弁理士 伊藤 達

5. 補正命令の日付 (自発)

6. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」の欄

「発明の詳細な説明」の欄

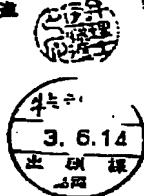
7. 補正の内容 別紙の通り

1. 特許請求の範囲を次のように訂正します。

「放射線の入射による発光波長が異なる複数のシンチレーションクリスタルと、これら複数のシンチレーションクリスタルに一端面が対向して配設されたライトガイドファイバと、該ライトガイドファイバの他端面に配設され、前記発光波長別で光電交換する光電交換手段とからなる放射線検出プローブ。」

2. 明細書中第3ページの第2行目に「…放射線検出…」とあるのを「…放射線の入射…」に訂正します。

3. 明細書中第9ページの第9行目に「…(シンチレーション)…」とあるのを「…シンチレーション…」に訂正します。



方 式 (市川)